

明 細 書

超音波診断装置

技術分野

本発明は、断層画像と組織特性画像を重畳表示する超音波診断装置に
5 関する。

背景技術

従来の超音波診断装置は、超音波を被検体に照射し、その反射エコー
信号の強度を対応する画素の輝度に変換することで、被検体の構造を断
10 層画像として得るものであった。また、近年、反射エコー信号の位相を
解析することで、被検体の動きを精密に測定し、そこから被検体の弾性
率を求めるという試みがある。

従来例 1 として、反射エコー信号を検波した出力信号の振幅と位相の
両者を用いて、被検体の瞬間的な位置を決定することによって高精度な
15 トラッキングを行ない、拍動による大振幅変位運動上の微小振動を捕ら
える方法が提案されている（例えば、特開平 1 0 - 0 0 5 2 2 6 号公報
参照）。

また、従来例 2 として、従来例 1 の方法をさらに発展させ、心拍によ
る血管壁の内面および外面の各大振幅変位運動を精密にトラッキングし、
20 大振幅変位運動に重畳されている微小振動の運動速度を求め、その差か
ら血管壁の局所弾性率を求める方法、および弾性率の空間分布を断層画
像に重畳表示する装置が提案されている（例えば、特開 2 0 0 0 - 2 2
9 0 7 8 号公報参照）。

しかしながら、上記従来例 2 には、弾性率画像と断層画像の表示方法

および装置の動作については何ら記載されていない。上記従来例 2 によれば、弾性率の計測には、1 心拍分の血管壁の動きをトラッキングして、微小振動の振幅を求める必要がある。つまり、弾性率画像は 1 心拍に 1 回しか更新されない。つまり、1 心拍は約 1 秒であるので、弾性率画像
5 のフレームレートは約 1 フレーム/秒となる。一方、断層画像は一般的に、1 秒間に 15～30 フレーム表示される。したがって、弾性率画像を単純に断層画像に重畳表示したのでは、フレームレートが大幅に異なるため、弾性率がどの部分のものか分からないという問題があった。

10 発明の開示

本発明は、上記従来の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、超音波送受信の停止時、つまりシネモード時に、時相および位置関係の整った断層画像と弾性率画像をはじめとする組織特性画像の重畳表示を可能にすることで、被検体組織の構造と特性の関係を容易かつ詳細
15 に観察可能な優れた超音波診断装置を提供することにある。

前記の目的を達成するため、本発明に係る超音波診断装置は、被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、受信信号から被検体の構造を表す断層画像を作成する断層画像処理部と、受信信号を解析して被検体の組織の物理的特性を表す組織特性画像を作成する組織特性処
20 理部と、断層画像および組織特性画像を格納する記憶手段（断層画像メモリ、組織特性画像メモリ）と、少なくとも断層画像と組織特性画像を合成する画像合成部と、少なくとも断層画像と組織特性画像を表示する表示手段と、超音波送受信の動作時（ライブモード時）には、断層画像を任意の周期で更新し表示手段に表示させるとともに記憶手段に格納さ
25 せ、組織特性画像を断層画像とは異なる周期で更新し表示手段に表示させるとともに記憶手段に格納させ、超音波送受信の停止時（シネモード

時)には、過去に取得した任意の組織特性画像とその組織特性画像に同期した断層画像をそれぞれ記憶手段から読み出して表示手段に表示させる制御手段とを備えた構成をとる。

この構成によれば、ライブモードでは、リアルタイムで断層画像が得られるため、位置合わせなどのプローブ操作やゲインなどの各種設定操作を容易に行なうことができ、シネモードでは、被検体組織の構造と特性の時相および位置関係が整った断層画像と組織特性画像を得ることができる。

上記構成の超音波診断装置において、表示手段は、第1の表示領域と第2の表示領域に分割され、第1の表示領域には少なくとも断層画像を表示し、第2の表示領域には少なくとも組織特性画像が重畳された断層画像を表示し、制御手段は、超音波送受信の動作時には、断層画像を表示手段の少なくとも第1の表示領域に表示させ、組織特性画像を表示手段の第2の表示領域に表示させ、超音波送受信の停止時には、組織特性画像と当該組織特性画像に同期した断層画像をそれぞれ記憶手段から読み出して表示手段の少なくとも第2の表示領域に表示させることが好ましい。

この構成によれば、表示画面を2分割することで、組織特性画像によって隠されてしまう部分も同時に見ることができるようになり、ライブモードでは、位置合わせなどのプローブ操作やゲインなどの各種設定操作がさらに容易に行なうことができ、シネモードでは、時相が一致した断層画像と組織特性画像を同時に得ることができるため、両者を比較して、被検体組織の構造と特性の関係を容易に把握することができる。

また、超音波送受信の動作時には、第2の表示領域に、組織特性画像に同期した断層画像を表示させることが好ましい。これにより、ライブモードでも、第2の表示領域には、被検体組織の構造と特性の位置関係

の整った断層画像と組織特性画像が表示されるため、診断結果をすぐに得ることができる。

また、超音波送受信の停止時には、第 1 の表示領域に、組織特性画像に同期した断層画像を表示させることが好ましい。これにより、シネモードでは、時相が一致した断層画像と組織特性画像を同時に得ることができるため、両者を比較して、被検体組織の構造と特性の関係を容易に把握することができる。

また、超音波送受信の停止時には、前記第 2 の表示領域に、前記第 1 の表示領域に表示される断層画像を含む期間から求められた組織特性画像と、当該組織特性画像に同期した断層画像とを重畳表示させることが好ましい。これにより、第 1 の表示領域には、1 フレーム単位で断層画像を表示することができるため、組織特性計算に用いた期間中に被検体組織の構造の動的な変化を詳細に調べることができる。

また、前記画像合成部は、前記断層画像および前記組織特性画像の少なくとも一方に対応した情報を含む関連波形を、前記断層画像および前記組織特性画像と合成して前記表示手段の表示画面上に表示し、前記制御手段は、超音波送受信の停止時には、現在表示している組織特性画像を作成した期間の前記関連波形を強調表示させることが好ましい。これにより、組織特性画像とそれが作成された期間の心電波形または心音波形とを視覚的に対応付けることができる。

また、組織特性は弾性率であることが好ましい。これにより、被検体組織の構造を表す断層画像と位置関係が整った、被検体組織の硬さ柔らかさを表す弾性率画像が得られる。

または、組織特性は歪み量または歪み率であることが好ましい。これにより、被検体組織の構造を表す断層画像と位置関係が整った、被検体組織の変形しやすさの特性を良好に表すことができる。

または、組織特性は粘性率であることが好ましい。これにより、被検体組織の構造を表す断層画像と位置関係が整った、被検体組織の粘り気
の特性を良好に表すことができる。

5 図面の簡単な説明

図 1 は、本発明の各実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。

図 2 は、本発明の実施の形態 1 における心電または心音波形、断層画像表示フレーム、および弾性率画像表示フレームを示すタイミングチャートである。

図 3 は、図 2 におけるライブモード時のモニタ表示画面の一例を示す図である。

図 4 は、図 2 におけるフリーズ直後のモニタ表示画面の一例を示す図である。

図 5 は、図 2 におけるシネモード時のモニタ表示画面の一例を示す図である。

図 6 は、本発明の実施の形態 1 の変形例におけるモニタ表示画面の一例を示す図である。

図 7 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置におけるライブモード時のモニタ表示画面の一例を示す図である。

図 8 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置におけるシネモード時のモニタ表示画面の一例を示す図である。

図 9 は、本発明の実施の形態 2 における心電または心音波形、左側断層画像表示フレーム、右側断層画像表示フレーム、および弾性率画像表示フレームを示すタイミングチャートである。

図 10 は、本発明の実施の形態 2 の変形例における心電または心音波

形、左側断層画像表示フレーム、右側断層画像表示フレーム、および弾性率画像表示フレームを示すタイミングチャートである。

図 1 1 は、本発明の実施の形態 2 の別の変形例における心電または心音波形、左側断層画像表示フレーム、右側断層画像表示フレーム、および弾性率画像表示フレームを示すタイミングチャートである。

図 1 2 は、本発明の実施の形態 2 の別の変形例における心電または心音波形、左側断層画像表示フレーム、右側断層画像表示フレーム、および弾性率画像表示フレームを示すタイミングチャートである。

図 1 3 は、図 1 1 または図 1 2 におけるシネモード時のモニタ表示画面の一例を示す図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、本発明の好適な実施の形態について、図面を参照して説明する。

なお、本発明の実施の形態では、組織特性画像を弾性率画像として説明するが、本発明の趣旨はこれに限るものではなく、組織の歪み量画像、歪み率画像、粘性率画像など、断層画像とは異なる周期で取得される、すべての被検体組織の組織特性画像に対して本発明を適用することが可能である。

(実施の形態 1)

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。図 1 において、制御手段としての制御部 1 0 0 は、超音波診断装置全体の動作を制御するものである。この制御には、信号処理の各種パラメータの設定、送受信のタイミング制御、フリーズキー押下によるライブ／シネモードの切り換え、モード制御、画面表示の制御などすべての制御が含まれる。

送信部 1 0 2 は、制御部 1 0 0 からの指示を受けて、探触子 1 0 1 を

駆動し、探触子 101 は送信部 102 からの送信駆動信号を超音波に変換して被検体に照射するとともに、被検体内部から反射してきた超音波エコーを電気信号に変換する。受信部 103 は、受信信号を増幅するとともに、定められた位置／方向からの超音波のみを検出する。

- 5 断層画像処理部 104 は、バンドパスフィルタ、対数増幅器、検波器などからなり、被検体の内部構造を画像化する。断層画像は、通常 1 秒間に 15 ～ 30 フレーム作成される。本実施の形態では、組織の物理的特性を表す組織特性として弾性率を用いることから、組織特性画像処理部である弾性率画像処理部 105 は、受信信号から血圧変化による被検
- 10 体組織の歪み量を計測し、血圧測定部 108 で測定した血圧差と歪み量から組織の局所弾性率を計算し、それを画像化する。ここで、本実施の形態では、弾性率を算出する手段として、例えば従来例 2 に開示されるアルゴリズムを用いる。つまり、1 心拍分の組織の動きを追跡して組織の歪を求め、1 心拍中の最高血圧と最低血圧から弾性率が計算される。
- 15 つまり、弾性率画像は、1 心拍に 1 回作成される。

- 画像合成部 106 は、断層画像処理部 104 で作成された断層画像と、弾性率画像処理部 105 で作成された弾性率画像、さらに心電または心音測定部 109 で得られた心電波形または心音波形を合成し、表示手段としてのモニタ 107 上に表示する。また、記憶手段としての断層画像
- 20 メモリ 110 および弾性率画像メモリ 111 は、それぞれ、断層画像および弾性率画像を格納し、波形メモリ 112 は心音波形または心電波形を格納する。

次に、以上のように構成された超音波診断装置の動作について、図 2 から図 5 を参照してさらに詳細に説明する。

- 25 図 2 は、超音波送受信の動作時にデータを更新している状態（以後、ライブモードと称する）と、超音波送受信の停止時に過去のデータを参

照する状態（以後、シネモードと称する）における、モニタ１０７上に表示する心電波形２０４、断層画像２００の表示フレーム、および弾性率画像２０１の表示フレームを示すタイミングチャートである。

- 図３は、図２におけるライブモード時のモニタ１０７の表示画面を、
- 5 図４は、図２におけるフリーズキーを押下し、シネモードに移行した直後のモニタ１０７の表示画面を、図５は、図２におけるシネモードで画像戻し操作を実行した時のモニタ１０７の表示画面を示している。

- 図３から図５に示すように、モニタ１０７の表示画面には、断層画像２００上に弾性率画像２０１が重畳表示されるほか、断層画像２００の
- 10 反射強度と画面上の輝度との対応を示す反射強度スケール２０２、弾性率と画面上の色調または輝度との対応を示す弾性率スケール２０３、心電または心音波形２０４などが表示される。図３から図５の断層画像２００および弾性率画像２０１は、一例として、粥腫３０２のある血管の長軸断面（血管壁３０１）を示している。

- 15 以下、図２のタイミングに従って説明する。

- まず、ライブモードでは、断層画像２００は１５～３０フレーム／秒で連続的に更新され、常に最新の画像が表示される。一方、断層画像２００に重畳表示される弾性率画像２０１は、１心拍中の組織の歪み量と血圧差から弾性率が計算されて作成されるので、心拍に同期して更新さ
- 20 れ、１心拍前の心拍期間から得られた弾性率画像２０１が表示される。弾性率画像２０１と時相と位置関係が対応する（以後、“同期する”という）断層画像２００は、その心拍期間中のいずれかの画像であるが、ここでは心拍期間の最初の断層画像とする。

- つまり、図２を参照すると、弾性率画像表示フレームＣは、心拍期間
- 25 cにおける受信信号に基づいて計算された弾性率から作成されるので、弾性率画像表示フレームＣと同期しているのは、心拍期間cの最初の断

層画像表示フレーム 2 のみである。したがって、ライブモードでは、図 3 の表示画面に示すように、弾性率画像 2 0 1 が表す弾性率と断層画像 2 0 0 が表す組織構造は一致しない。

ライブモードにおいて、断層画像 2 0 0 と弾性率画像 2 0 1 は、それぞれ、断層画像メモリ 1 1 0 と弾性率画像メモリ 1 1 1 に格納される。また、心電または心音測定部 1 0 9 で得られた心音波形または心電波形は、連続的に画面表示されるとともに、波形メモリ 1 1 2 に格納される。

次に、フリーズキーを押下し、超音波送受信を停止し、シネモードに移行した直後は、図 4 に示すように、最新の弾性率画像 2 0 1 と、それに同期した断層画像 2 0 0 がモニタ 1 0 7 上に表示される。図 2 を参照すると、フリーズキーを押下した時点での最新の弾性率画像 2 0 1 の表示フレーム D（以下、2 0 1（D）のように示す）は、心拍期間 d の歪み量に基づいて作成された弾性率画像であるので、それに同期した断層画像 2 0 0 の心拍期間 d の最初の断層画像である表示フレーム 7（2 0 0（7））が断層画像メモリ 1 1 0 から読み出されてモニタ 1 0 7 上に表示される。また、図 4 に示すように、心電波形または心音波形 2 0 4 において、弾性率画像表示フレーム 2 0 1（D）を作成した心拍期間 C C（＝d）を示す心電波形または心音波形が、輝度または色調変化により強調表示される（図中、太線で示す）。

シネモードでは、画像を戻す／送る操作により過去の画像を参照することができる。本実施の形態では、弾性率画像表示フレームとそれに同期した断層画像表示フレームのみがそれぞれ弾性率画像メモリ 1 1 1 と断層画像メモリ 1 1 0 から読み出されて表示される。図 2 を参照すると、画像戻し操作を実行すると、1 つ前の弾性率画像 2 0 1 の表示フレーム C（2 0 1（C））が弾性率画像メモリ 1 1 1 から読み出され、またこの弾性率画像表示フレーム 2 0 1（C）に同期した断層画像 2 0 0 の表示

フレーム 2 (200 (2)) が断層画像メモリ 110 から読み出されて表示される。

図 5 に示すように、弾性率画像表示フレーム 201 (C) と断層画像表示フレーム 200 (2) が重畳表示され、表示されている弾性率画像
5 を作成した心拍期間 CC (= c) を示す、心電波形または心音波形 204 の部分が、輝度または色調変化により強調表示される (図中、太線で示す)。

図 2 において、その後、画像送り操作を実行すると、弾性率画像表示フレーム C の 1 つ後の弾性率画像表示フレーム D が弾性率画像メモリ 1
10 11 から読み出され、また、弾性率画像表示フレーム D に同期した断層画像表示フレーム 7 が断層画像メモリ 110 から読み出されて、モニタ 107 上に表示される。

以上のように、本実施の形態によれば、ライブモードでは、リアルタイムで断層画像が得られるため、位置合わせなどのプローブ操作やゲインなどの各種設定操作を容易に行なうことができ、シネモードでは、被
15 検体組織の構造と弾性率の時相および位置関係が整った断層画像と弾性率画像を得ることができる。

なお、弾性率画像 201 の断層画像 200 への重畳のオン／オフを行なえるようにすることで、弾性率と構造の関係の把握をより容易なもの
20 とすることが可能である。

さらに、図 6 に示すように、断層画像 200 上に破線で示す検査対象領域 (ROI : Region Of Interest) 208 のみを表示し、ROI 208 に対応する弾性率画像 201 を別の領域に表示することによっても、同様の効果を得ることができる。

25 (実施の形態 2)

次に、本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置について説明する。

なお、本実施の形態による超音波診断装置は、実施の形態 1 の説明で参照した図 1 に示す構成と同じ構成を有し、実施の形態 1 と異なるのは、モニタ 107 の表示画面を 2 分割し、一方の表示領域（左側表示領域）には断層画像のみを、他方の表示領域（右側表示領域）には弾性率画像 201 を重畳した断層画像を表示する点にある。

図 7 は、ライブモード時のモニタ 107 の表示画面を、図 8 は、シネモードで画像戻し操作を実行した時のモニタ 107 の表示画面を示している。図 9 は、ライブモードとシネモードにおける、モニタ 107 上に表示する心電または心音波形 204、弾性率画像 201 が重畳されない左側断層画像 205 の表示フレーム、弾性率画像 201 が重畳される右側断層画像 206 の表示フレーム、および弾性率画像 201 の表示フレームを示すタイミングチャートである。

図 9 において、弾性率画像 201 が重畳された右側断層画像 206 については実施の形態 1 と同様である。一方、左側断層画像 205 の表示フレームは、シネモードにおいて、弾性率画像 201 の表示フレームと同期している。

このように、表示画面を 2 分割したことにより、弾性率画像 201 によって隠されてしまう部分も同時に見るできるようになり、ライブモードでは、位置合わせなどのプローブ操作やゲインなどの各種設定操作がさらに容易に行なうことができ、シネモードでは、時相が一致した断層画像と弾性率画像を同時に得ることができるため、両者を比較して、被検体組織の構造と弾性率の関係を容易に把握することができる。

図 10 は、本実施の形態の変形例による、ライブモードとシネモードにおける、モニタ 107 上に表示する心電または心音波形 204、弾性率画像 201 が重畳されない左側断層画像 205 の表示フレーム、弾性率画像 201 が重畳される右側断層画像 206 の表示フレーム、および

弾性率画像 201 の表示フレームを示すタイミングチャートである。

図 10 を参照すると、ライブモードでも、右側断層画像 206 の表示フレーム 2 は、弾性率画像 201 の表示フレーム C に同期している。シネモードにおける動作は、図 9 の場合と同様である。

- 5 以上のように、本実施の形態の変形例によれば、ライブモードでも、右側断層画像 206 の右側表示領域には、被検体組織の構造と弾性率の位置関係の整った断層画像と弾性率画像 201 が表示されるため、診断結果をすぐに得ることができる。

- 10 図 11 および図 12 は、本実施の形態の別の変形例による、ライブモードとシネモードにおける、モニタ 107 上に表示する心電または心音波形 204、弾性率画像 201 が重畳されない左側断層画像 205 の表示フレーム、弾性率画像 201 が重畳される右側断層画像 206 の表示フレーム、および弾性率画像 201 の表示フレームを示すタイミングチャートである。図 11 および図 12 のライブモードにおける動作はそれぞれ図 9 および図 10 の場合と同様である。以下、主に相違点について説明する。
- 15

- まず、フリーズキーを押下し、シネモードに移行した直後は、図 11 または図 12 を参照すると、右側断層画像 206 の右側表示領域には、最新の弾性率画像の表示フレーム D とそれに対応する断層画像の表示フレーム 7 が表示されるが、左側断層画像 205 の左側表示領域には、最新の断層画像の表示フレーム 13 が表示される。
- 20

- 次に、シネモードにおいて画像戻し操作を行なうと、左側断層画像 205 の左側表示領域には、1 フレーム前の断層画像が順に断層画像メモリ 110 から読み出されて表示される（表示フレーム 12、11、10、…）。一方、右側断層画像 206 の右側表示領域には、左側断層画像 205 に現在表示しているフレームを含む心拍期間より得られた弾性率画像
- 25

表示フレーム 201 (D) が弾性率画像メモリ 111 から読み出され、
また、その弾性率画像表示フレーム 201 (D) に同期した断層画像表示フレーム 206 (7) が断層画像メモリ 110 から読み出されて表示される。

- 5 ただし、フリーズキーを押下したタイミングの画像を含む心拍期間は完結していないので、そのときは直前に得られた弾性率画像表示フレームとそれに対応する断層画像表示フレームが表示される。

したがって、図 11 または図 12 に示す動作によれば、画像戻し操作を行なう度に、左側断層画像 205 の左側表示領域には、1 フレーム前
10 の断層画像が順に断層画像メモリ 110 から読み出されて表示されるが、右側断層画像 206 の右側表示領域には、左側断層画像 205 の含まれる心拍期間が d から c へ変わるとき、つまり左側断層画像 205 が表示フレーム 7 から 6 へと更新され表示される時にはじめて、弾性率画像表示フレーム 201 (D) およびそれに対応する断層画像表示フレーム 2
15 06 (7) から、弾性率画像表示フレーム 201 (C) およびそれに対応する断層画像 206 (2) へと更新され表示される。

図 13 は、図 11 または図 12 における画像戻し操作を実行した結果、弾性率画像表示フレーム 201 (C) およびそれに対応する断層画像表示フレーム 206 (2) へと更新された時の表示画面を示している。左
20 側断層画像 205 の左側表示領域には断層画像表示フレーム 205 (5) が表示され、右側断層画像 206 の右側表示領域には、弾性率画像表示フレーム 201 (C) と断層画像表示フレーム 206 (2) が重畳表示されている。また、表示されている弾性率画像を作成した心拍期間を示す心電波形または心音波形 204 の部分が、輝度または色調変化により
25 強調表示され (図中、太線で示す)、左側断層画像 205 の表示フレーム 205 (5) の時相を示すマーカ 207 が波形の下に表示される。

以上のように、本実施の形態の別の変形例によれば、左側断層画像 205 の左側表示領域には、1 フレーム単位で断層画像を表示することができるため、弾性率計算に用いた心拍期間中に被検体組織の構造の動的な変化を詳細に調べることができる。

- 5 なお、実施の形態 1 と同様に、弾性率画像 201 の右側断層画像 206 への重畳のオン／オフを行なえるようにすることで、弾性率と構造の関係の把握をより容易なものとするのが可能である。

- 10 なお、本発明の実施の形態では、1 心拍の血圧変化に応じた被検体組織の歪み量を計算し、弾性率を求める超音波診断装置について説明したが、本発明は、外部からの圧迫弛緩または加振によって生じた受信信号の変化から計算した、組織の歪み量、歪み率、弾性率、粘性率などの被検体の組織特性を求める超音波診断装置に対しても適用することができる。この場合、組織特性画像の生成周期は、外部からの圧迫弛緩または加振による周期とすることが好ましい。

- 15 また、モニタ 107 の表示画面に表示される 1 次元波形は、心電や心音に限られるものではなく、リアルタイム血圧波形や血管内径変化波形などの被検体情報を示す波形や、組織追跡波形や組織厚み変化波形、歪み量波形などの弾性率を求めるための途中経過を示す波形など、あらゆる種類の関連波形をを表示可能である。これにより、被検体情報を示す
20 波形を表示させた場合には、別途表示装置を参照することなく、1 つの画面から必要な被検体情報を得ることができ、途中経過を示す波形を表示させた場合には、最終的な組織特性を求めるために用いた情報を詳細に観察することができる。すなわち、断層画像および組織特性画像の少なくとも一方に対応した情報を含む波形を表示することにより、表示さ
25 れる画像に関連した情報を効果的に参照することが可能となる。さらに、弾性率画像を作成した期間を強調表示させる方法としては、輝度または

色調の変化に限らず、太線、細線、点線といった線種の変化や、四角、丸、括弧などで囲むなど、あらゆる強調方法を使用可能である。これにより、弾性率画像を作成した期間の波形情報を、一目で認識することができる。

5

産業上の利用の可能性

本発明によれば、時相および位置関係の整った断層画像と組織特性画像を重畳表示することができるため、被検体組織の構造と特性の関係を容易かつ詳細に観察可能な優れた超音波診断装置を提供できる。

10

請求の範囲

1. 被検体に対して超音波を送受信する超音波送受信手段と、
受信信号から前記被検体の構造を表す断層画像を作成する断層画像処
5 理部と、
受信信号を解析して前記被検体の組織の物理的特性を表す組織特性画
像を作成する組織特性画像処理部と、
前記断層画像および前記組織特性画像を格納する記憶手段と、
少なくとも前記断層画像と前記組織特性画像を合成する画像合成部と、
10 少なくとも前記断層画像と前記組織特性画像を表示する表示手段と、
超音波送受信の動作時には、前記断層画像を任意の周期で更新し前記
表示手段に表示させるとともに前記記憶手段に格納させ、前記組織特性
画像を前記断層画像とは異なる周期で更新し前記表示手段に表示させる
とともに前記記憶手段に格納させ、超音波送受信の停止時には、過去に
15 取得した任意の組織特性画像と当該組織特性画像に同期した断層画像を
それぞれ前記記憶手段から読み出して前記表示手段に表示させる制御手
段とを備えた超音波診断装置。

2. 前記表示手段は、第1の表示領域と第2の表示領域に分割され、
20 前記第1の表示領域には少なくとも前記断層画像を表示し、前記第2の
表示領域には少なくとも前記組織特性画像が重畳された前記断層画像を
表示し、

- 前記制御手段は、超音波送受信の動作時には、前記断層画像を前記表
示手段の少なくとも前記第1の表示領域に表示させ、前記組織特性画像
25 を前記表示手段の前記第2の表示領域に表示させ、

超音波送受信の停止時には、前記組織特性画像と当該組織特性画像に

同期した断層画像をそれぞれ前記記憶手段から読み出して前記表示手段の少なくとも前記第 2 の表示領域に表示させる請求項 1 記載の超音波診断装置。

5 3. 超音波送受信の動作時には、前記第 2 の表示領域に、前記組織特性画像に同期した断層画像を表示させる請求項 2 記載の超音波診断装置。

10 4. 超音波送受信の停止時には、前記第 1 の表示領域に、前記組織特性画像に同期した断層画像を表示させる請求項 2 または 3 記載の超音波診断装置。

15 5. 超音波送受信の停止時には、前記第 2 の表示領域に、前記第 1 の表示領域に表示される断層画像を含む期間から求められた組織特性画像と、当該組織特性画像に同期した断層画像とを重畳表示させる請求項 2 または 3 記載の超音波診断装置。

20 6. 前記画像合成部は、前記断層画像および前記組織特性画像の少なくとも一方に対応した情報を含む関連波形を、前記断層画像および前記組織特性画像と合成して前記表示手段の表示画面上に表示し、

前記制御手段は、超音波送受信の停止時には、現在表示している組織特性画像を作成した期間の前記関連波形を強調表示させる請求項 1 記載の超音波診断装置。

25 7. 前記組織特性画像は弾性率画像である請求項 1 記載の超音波診断装置。

8. 前記組織特性画像は歪み量画像または歪み率画像である請求項 1 記載の超音波診断装置。

5 9. 前記組織特性画像は粘性率画像である請求項 1 記載の超音波診断装置。

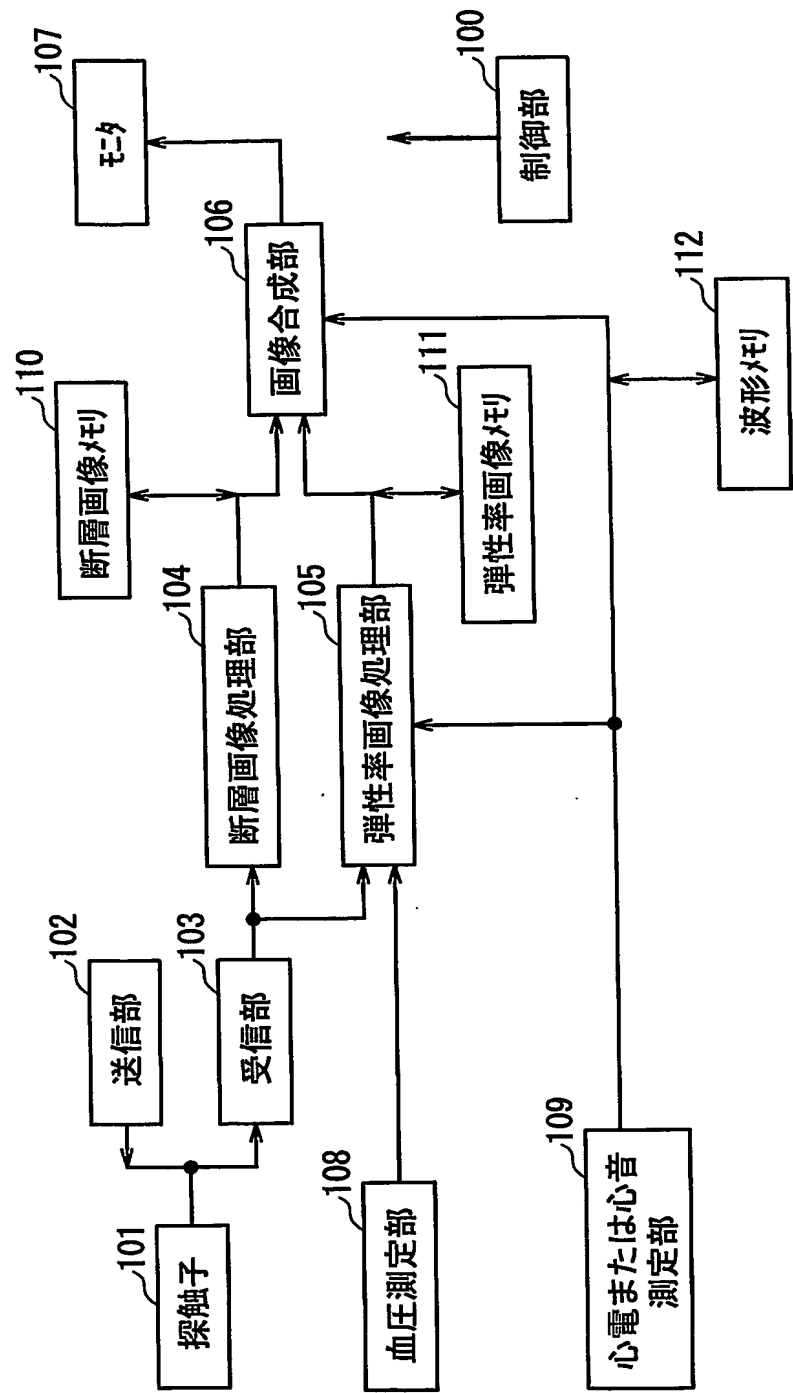


FIG. 1

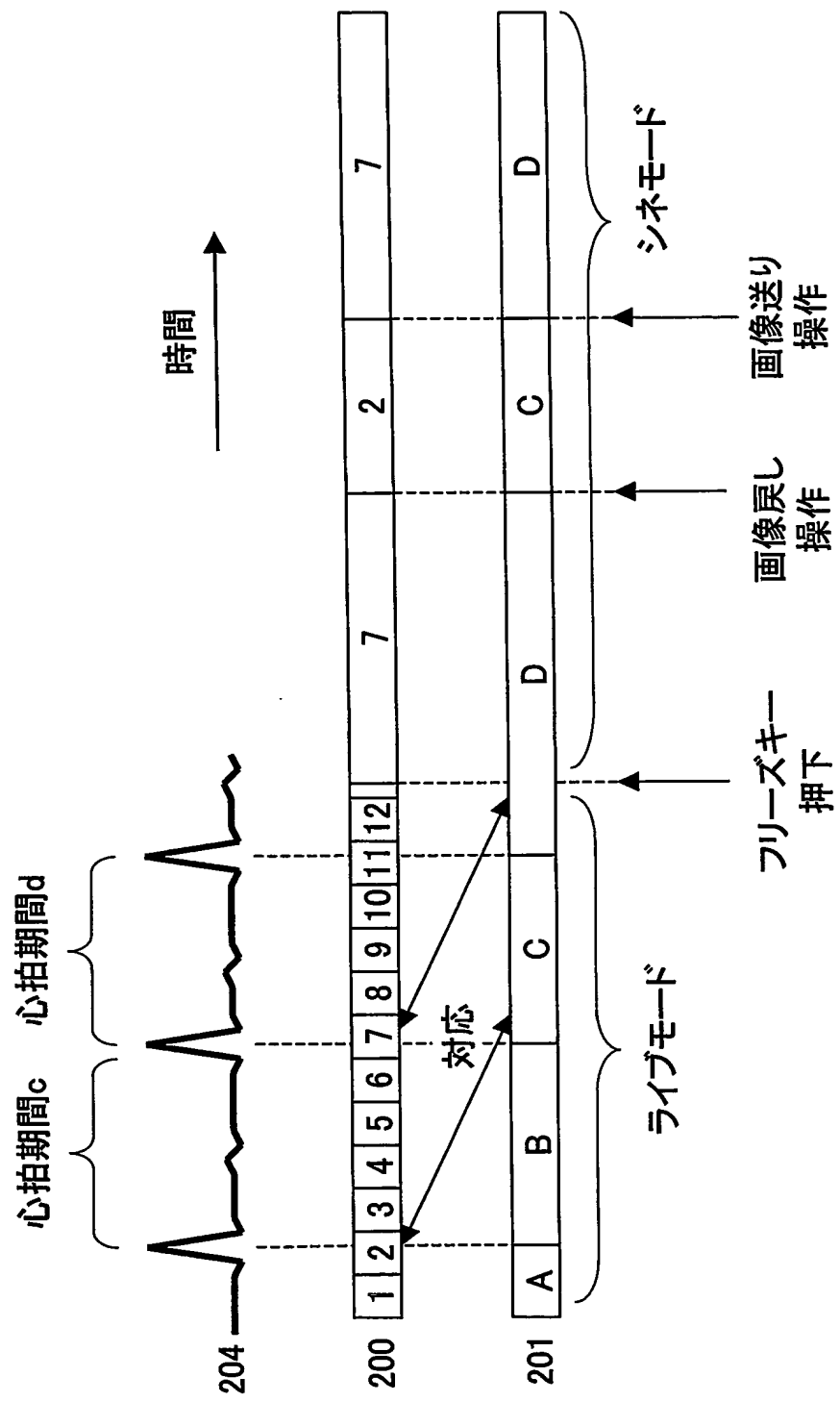


FIG.2

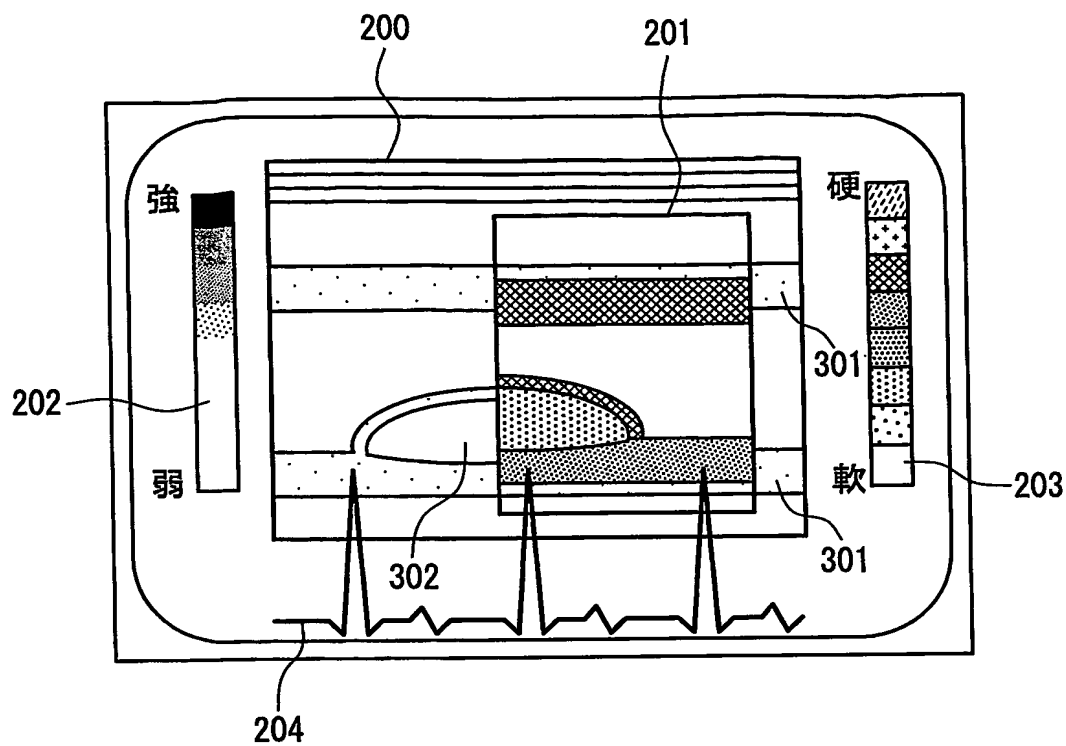


FIG. 3

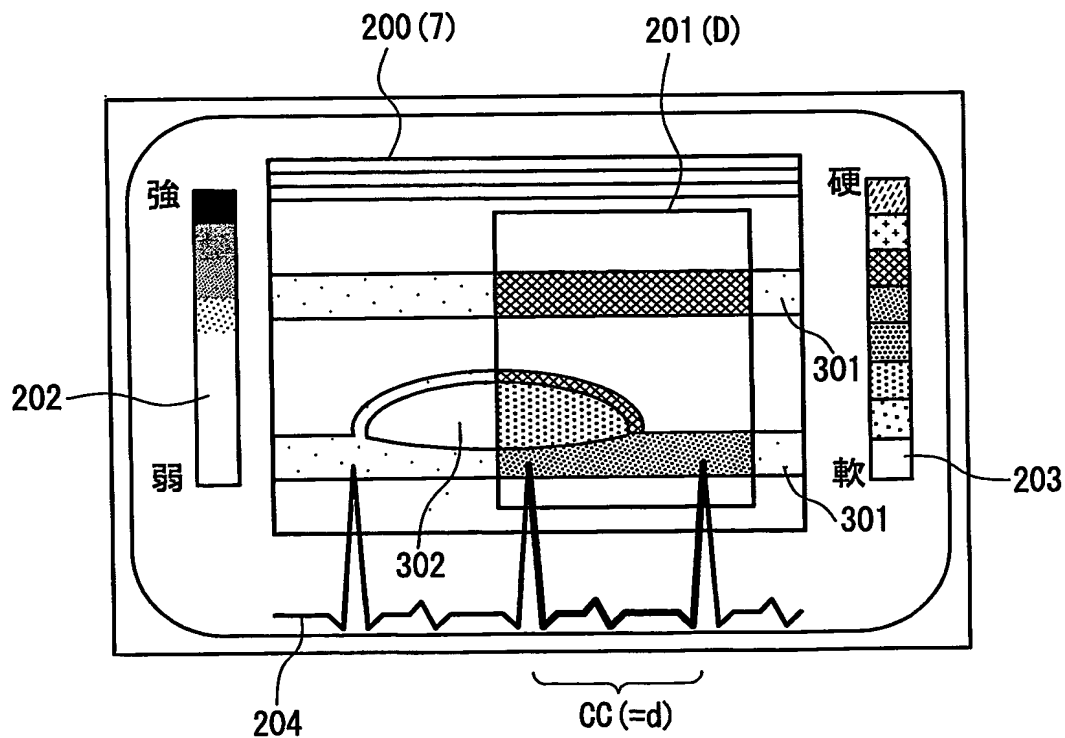


FIG. 4

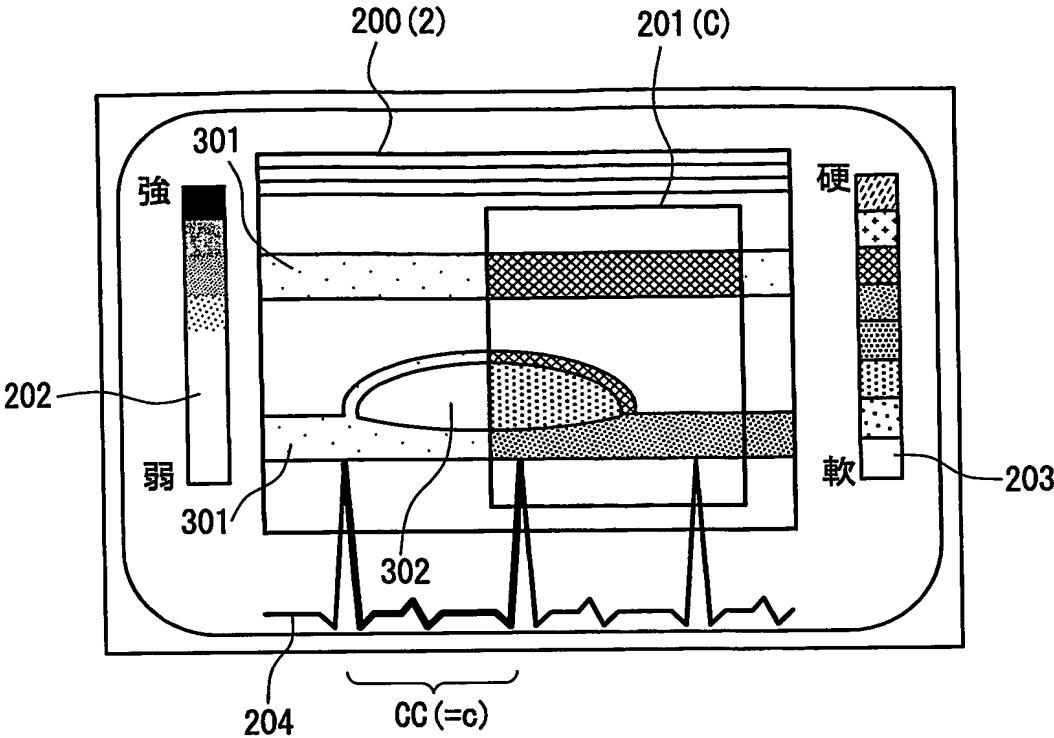


FIG. 5

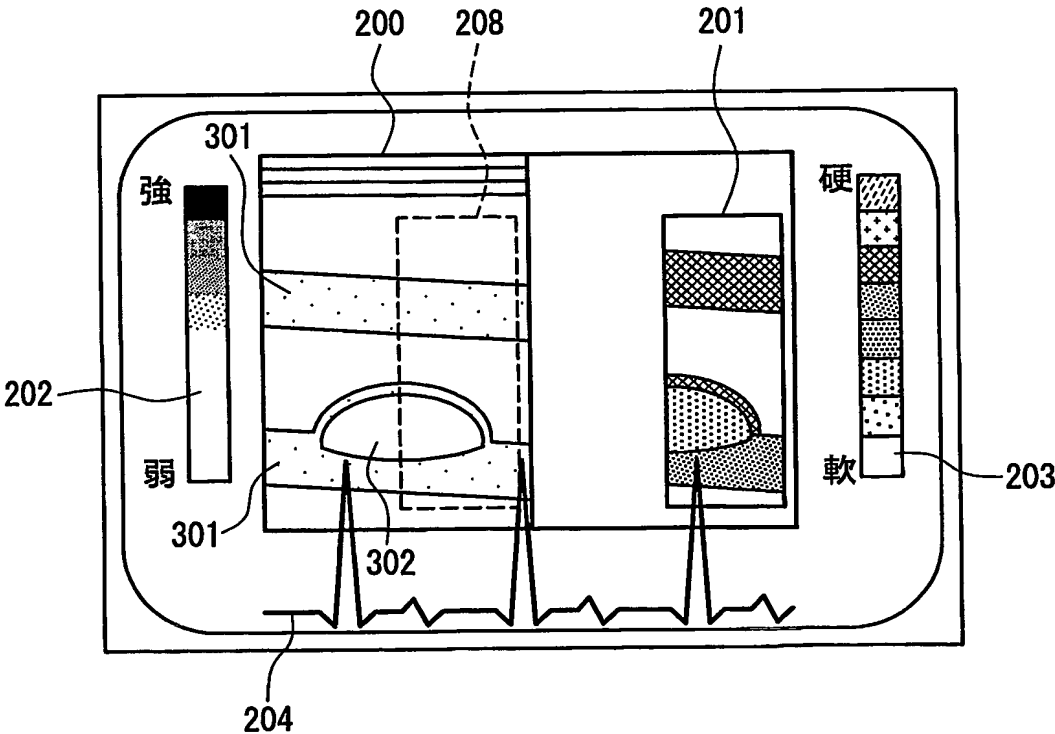


FIG. 6

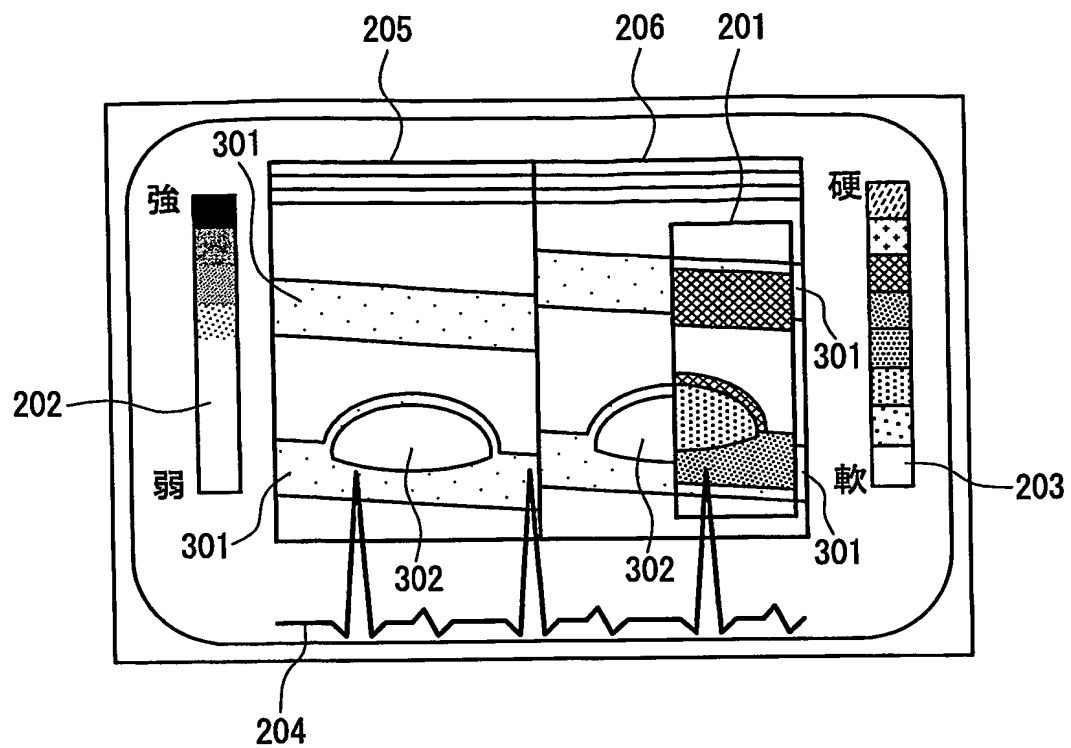


FIG. 7

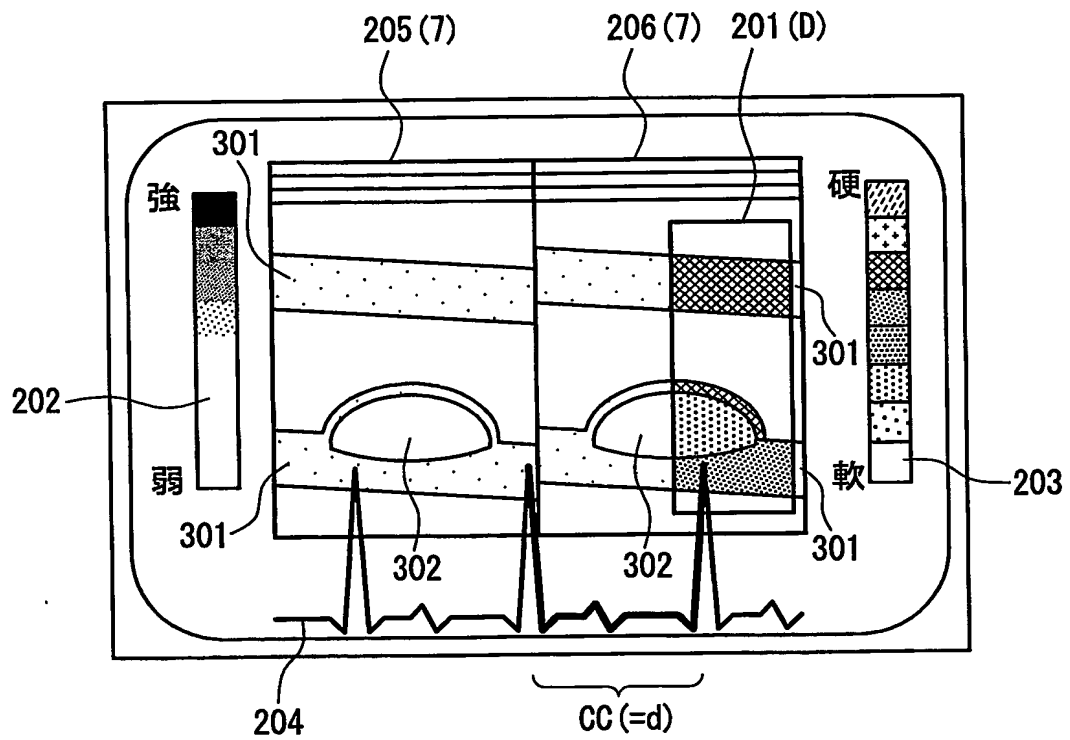


FIG. 8

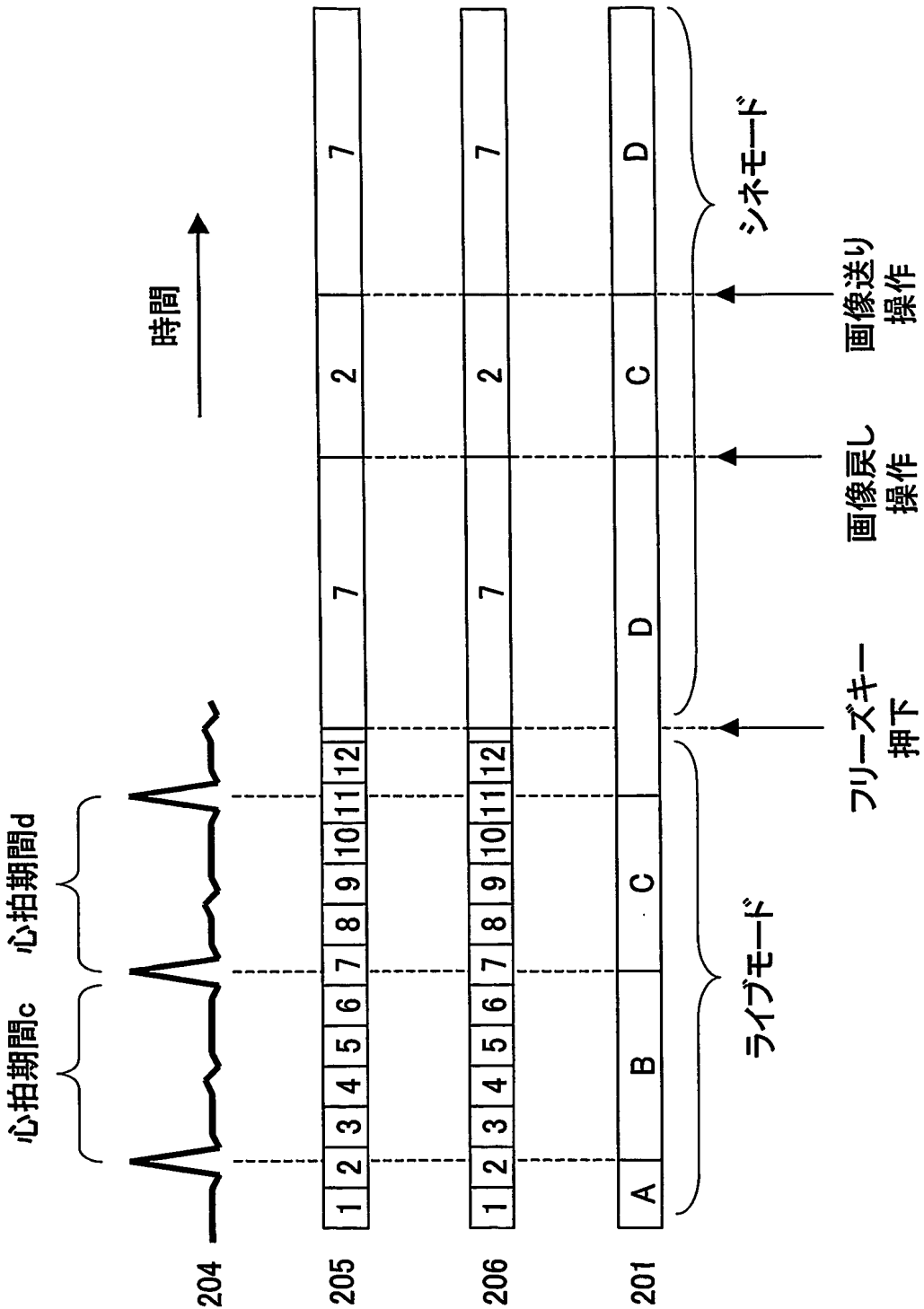


FIG.9

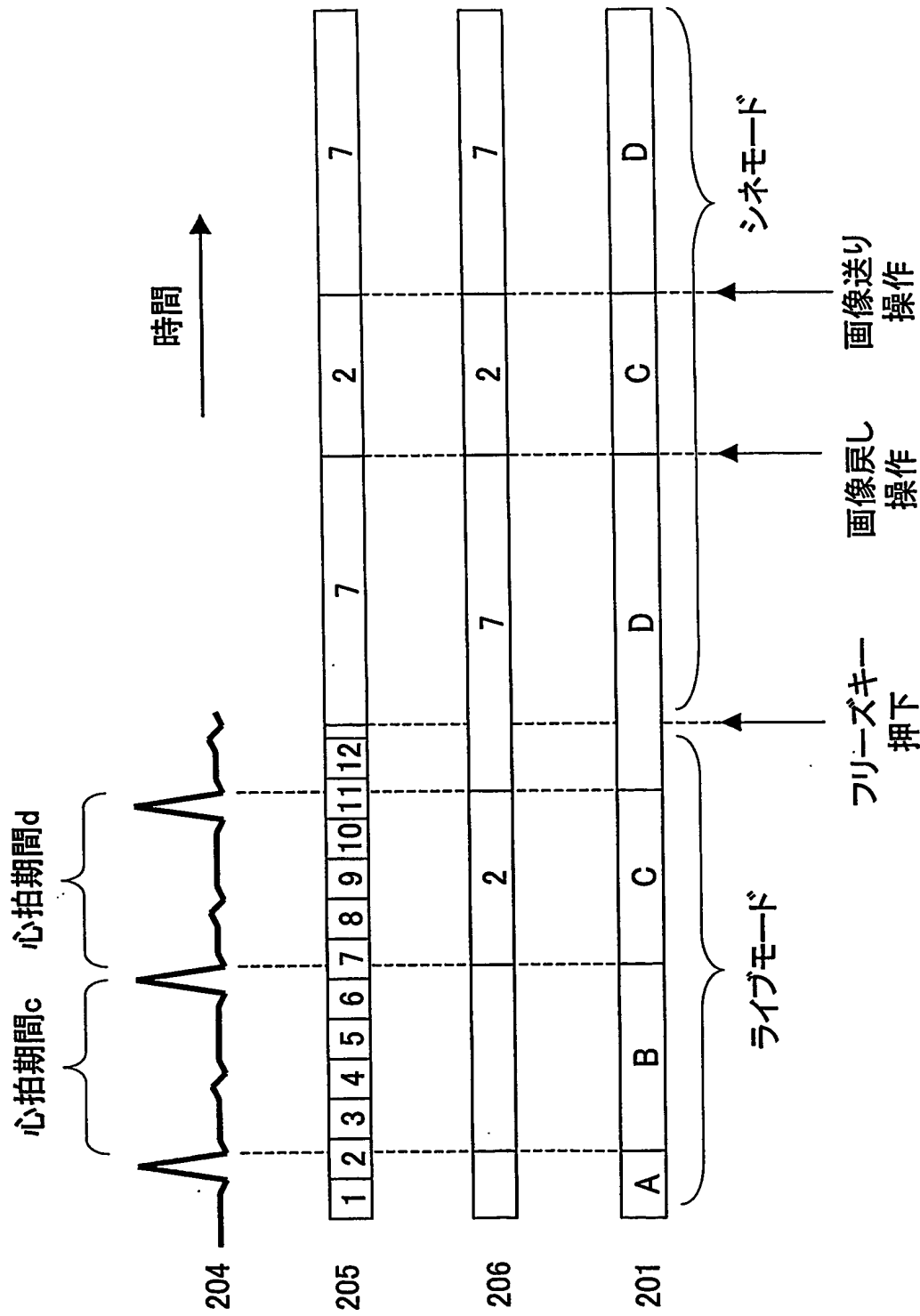


FIG.10

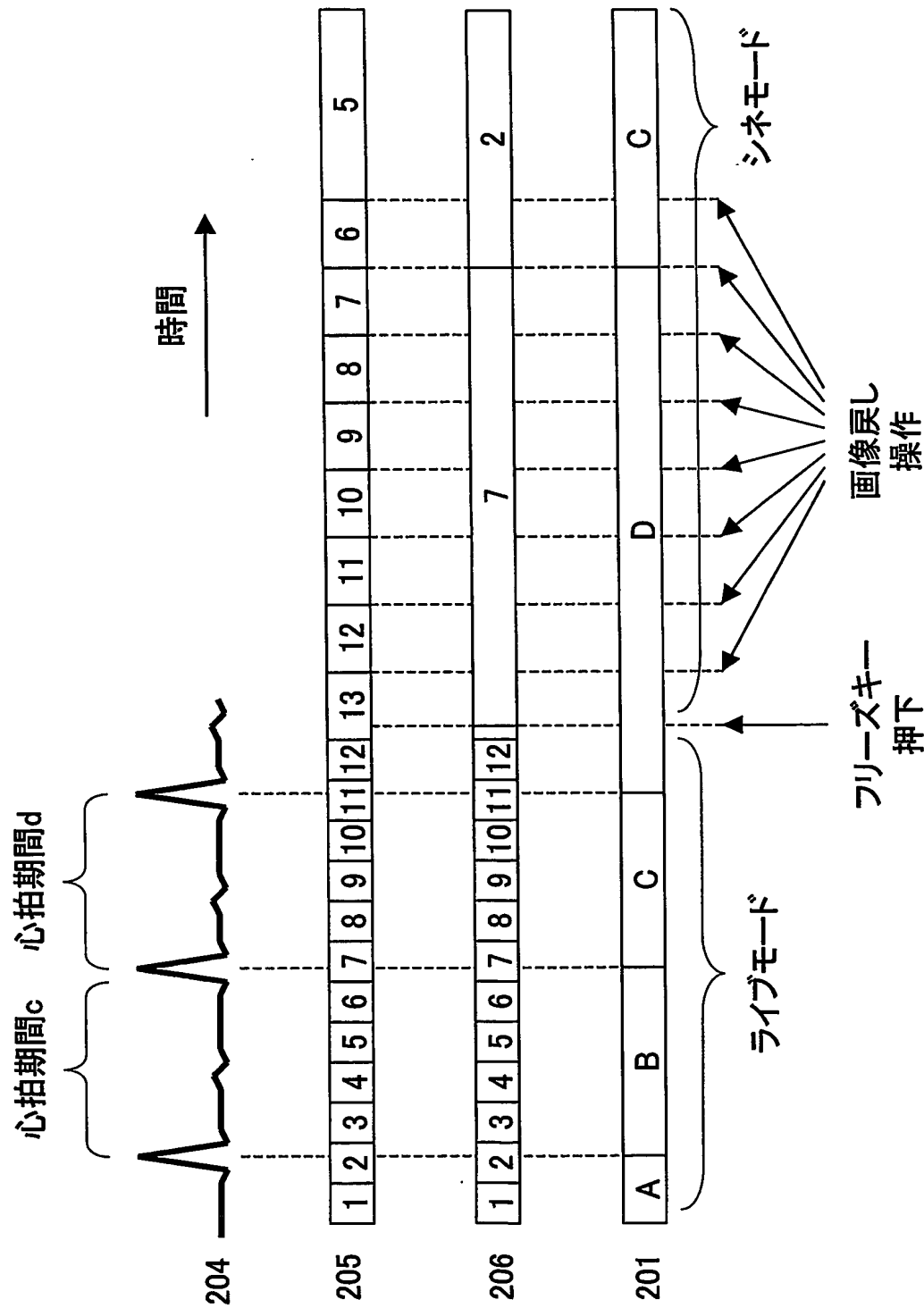


FIG.11

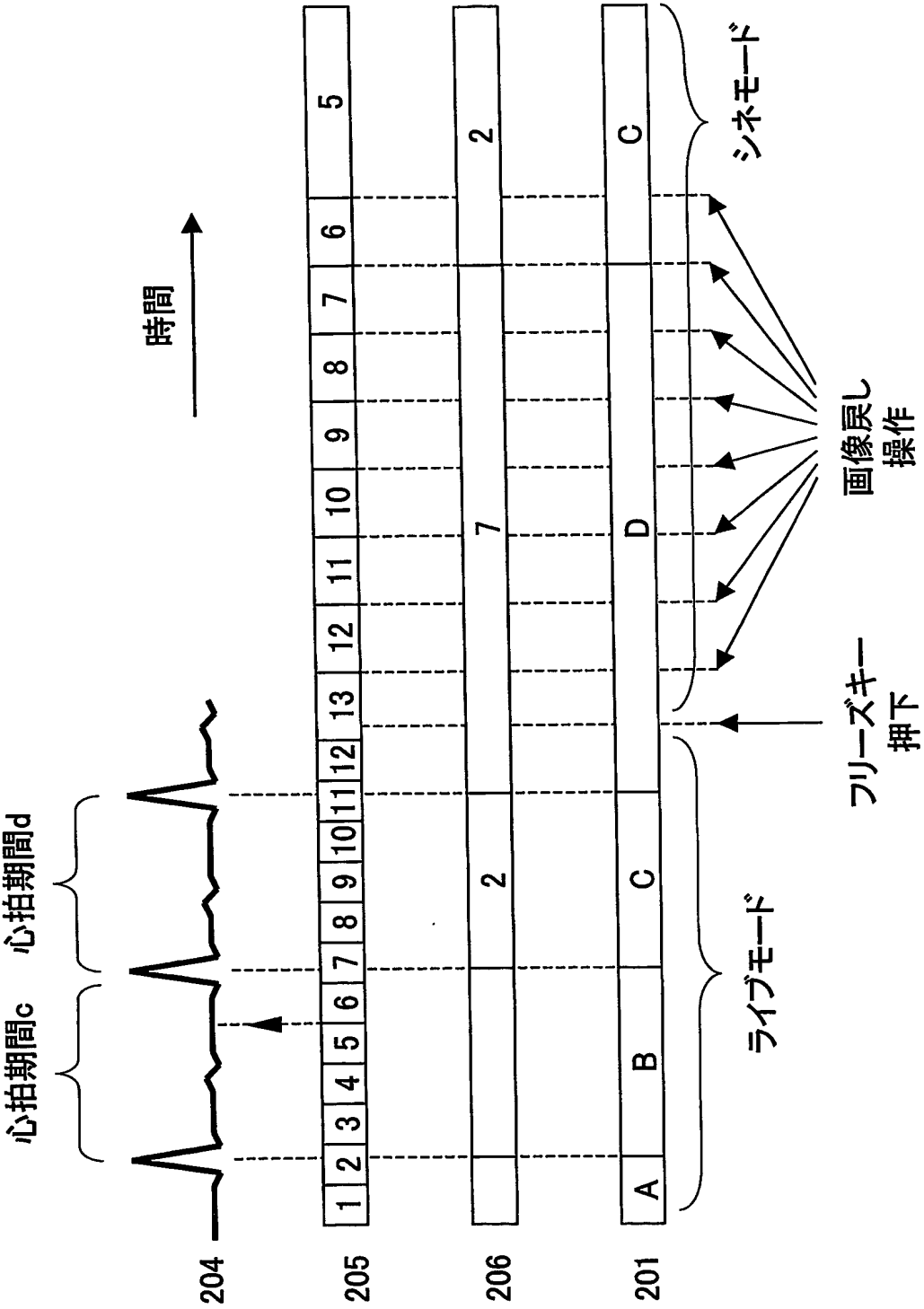


FIG.12

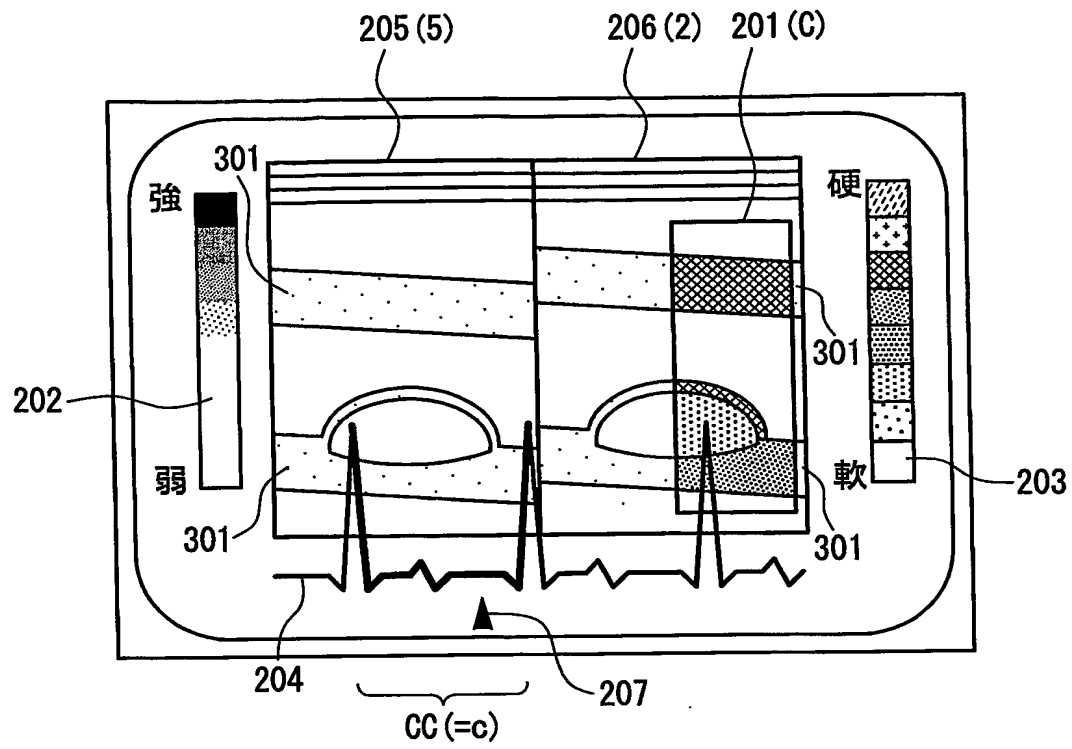


FIG. 13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/008468

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B8/08

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2004	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2000-60853 A (Hitachi Medical Corp.), 29 February, 2000 (29.02.00), Column 4, line 4 to column 5, line 29; Figs. 2, 3 (Family: none)	1-9
P,A	JP 2004-141505 A (Hitachi Medical Corp.), 20 May, 2004 (20.05.04), Page 3, lines 23 to 29; Figs. 4, 6 (Family: none)	1-9
P,A	JP 2004-215968 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 05 August, 2004 (05.08.04), Page 13, lines 21 to 30 (Family: none)	1-9

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
14 October, 2004 (14.10.04)

Date of mailing of the international search report
02 November, 2004 (02.11.04)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/008468

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 7-75636 A (Fujitsu Ltd.), 20 March, 1995 (20.03.95), Column 9, line 41 to column 10, line 8 (Family: none)	1-9

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B8/08

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B8/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2004年
日本国登録実用新案公報	1994-2004年
日本国実用新案登録公報	1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2000-60853 A (株式会社日立メディコ) 2000.02.29 第4欄第4行目-第5欄第29行目、図2, 3 (ファミリーなし)	1-9
P, A	JP 2004-141505 A (株式会社日立メディコ) 2004.05.20 第3頁第23-29行目、図4, 6 (ファミリーなし)	1-9

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

14.10.2004

国際調査報告の発送日

02.11.2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

右高 孝幸

2W

9808

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
P, A	JP 2004-215968 A (松下電器産業株式会社) 2004.08.05 第13頁第21-30行目 (ファミリーなし)	1-9
A	JP 7-75636 A (富士通株式会社) 1995.03.20 第9欄第41行目-第10欄第8行目 (ファミリーなし)	1-9